

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-205780

(43)Date of publication of application : 26.07.1994

(51)Int.Cl.

A61B 8/14

H04N 5/31

H04N 5/57

(21)Application number : 05-003037

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 12.01.1993

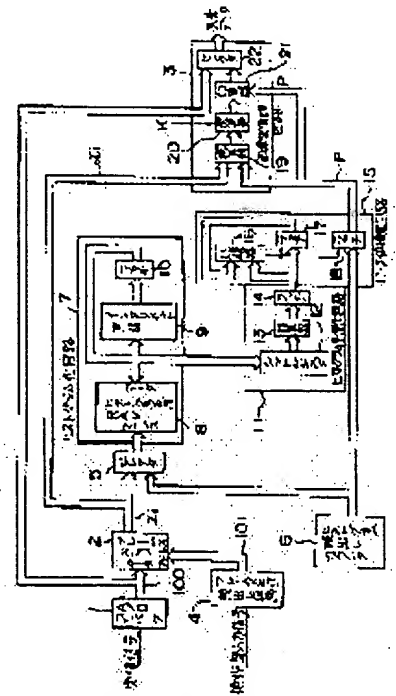
(72)Inventor : MURASHITA MASARU
MATSUNAKA TOSHIYUKI

(54) ULTRASONIC IMAGE PROCESSOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ultrasonic image processor capable of retrieving the degree of the contrast of the remarked region and invariably making the contrast reinforcement suitable to the region.

CONSTITUTION: When two regions having a small density difference are to be clarified, the desired region is encircled with a frame, then a frame readout circuit 4 outputs the region extraction signal 101 to a frame memory 2. The frame memory 2 outputs the present image data of the prescribed region encircled by the frame to a histogram circuit 7 according to the region extracting signal 101. The histogram circuit 7 generates a histogram based on the present image data of the prescribed region encircled by the frame. This histogram is smoothed by a histogram smoothing circuit 11, and the peak value of the smoothed histogram is retrieved by a peak value retrieving circuit 15. A picture element value emphasizing circuit 3 determines a new density value based on the retrieved peak value and displays an image in the prescribed region centering on the remarked picture element encircled by the frame based on the new density value.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 17.10.1994

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 10.12.1996

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-205780

(43)公開日 平成6年(1994)7月26日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 B 8/14

H 0 4 N 5/31

5/57

識別記号

庁内整理番号

9361-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平5-3037

(22)出願日 平成5年(1993)1月12日

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72)発明者 松中 敏行

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

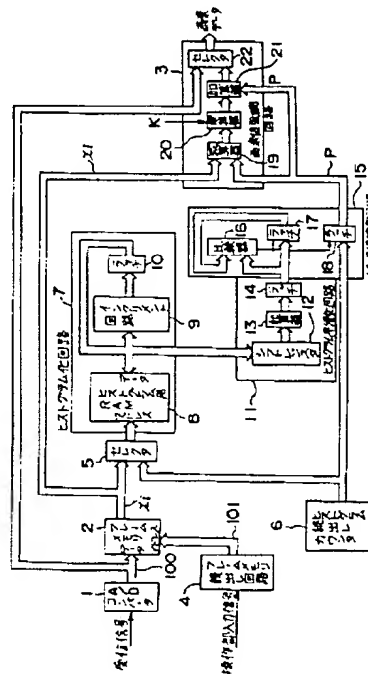
(74)代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54)【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57)【要約】

【目的】 注目する領域のコントラストの度合いを検索し、その領域に適したコントラスト強化を常時行える超音波画像処理装置を提供する。

【構成】 濃淡差の小さい2つの領域をはっきりさせる場合、所望の領域を枠で囲むと、フレームメモリ読出し回路4はフレームメモリ2へ領域抽出信号101を出力する。フレームメモリ2は領域抽出信号101に従い枠に囲まれた所定領域の現画像データをヒストグラム化回路7へ出力する。ヒストグラム化回路7は、枠に囲まれた所定領域の現画像データに基づきヒストグラムを作成する。このヒストグラムは、ヒストグラム平滑化回路11により平滑化され、平滑化されたヒストグラムは、ピーク値検索回路15によりそのピーク値Pが検索される。それから、画素値強調回路3は、検索されたピーク値Pに基づき新たな濃淡値を求め、新たな濃淡値により枠に囲まれた注目画素を中心とした所定領域の画像を表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 画素情報における注目画素を中心とした所定領域を囲む枠の範囲を選択し得る超音波画像処理装置において、前記所定領域内画素群のヒストグラムを作成するヒストグラム作成手段と、ヒストグラム作成手段により作成されたヒストグラムのピーク値を検索するピーク値検索手段と、予め記憶した濃淡値表により注目画素を中心とした所定領域のみをコントラスト強調処理を行う画素値強調手段と、を備え、枠選択手段により所定領域を枠で囲み、枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域のみにコントラスト強調を行うことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、超音波診断装置に用いられる超音波画像処理装置に係り、特に画素情報における注目画素を中心とした所定領域を囲む枠の範囲を選択し得る超音波画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波診断装置において、得られた超音波画像のうち濃淡差の大きい2つの領域、例えば骨と内臓器官のように超音波の反射率が異なる場合、骨は白く表示されかつ内臓器官は灰色に表示されて濃淡差が大きいためにはっきり表示されるが、例えば肝臓と腎臓のように濃淡差の小さい2つの領域をはっきりさせる機能としてコントラスト調整やポストプロセス処理としてグレースケールバーの割当てを変化させる機能がある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、コントラスト調整やグレースケールバーの割当てを変化させる機能は、画面全体に対して行うものであり、画質が硬いという印象を与えてしまうという不具合がある。また、コントラスト調整やグレースケールバーの割当てを変化させる機能は、一度設定してしまうとそのままとってしまい、時々刻々変化する超音波画像において、レベルの異なる濃淡差の小さい2つの領域をはっきりさせるためには、そのレベルに合わせて再設定しなければならず、その手間が煩雑であった。

【0004】本発明は、上記のような課題を解消するためになされたものであり、注目する領域のコントラストの度合いを検索し、その領域に適したコントラスト強化を常時行える超音波画像処理装置を提供することを目的とするものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明は、上述事情に鑑みなされたものであって、本発明に係る超音波画像処理装置は、画素情報における注目画素を中心とした所定領域

域内画素群のヒストグラムを作成するヒストグラム作成手段と、ヒストグラム作成手段により作成されたヒストグラムのピーク値を検索するピーク値検索手段と、予め記憶した濃淡値表により注目画素のみをコントラスト強調処理を行う画素値強調手段と、を備え、枠選択手段により所定領域を枠で囲み、枠で囲んだ所定領域のみにコントラスト強調を行うことを特徴とするものである。

【0006】

【作用】上述構成に基づき、本発明に係る超音波画像処理装置は、枠選択手段により所定領域を枠で囲み、ヒストグラム作成手段により画素情報における注目画素を中心とした所定領域内画素群のヒストグラムを作成し、ヒストグラム作成手段により作成されたヒストグラムのピーク値をピーク値検索手段で検索し、画素値強調手段により予め記憶した濃淡値表により枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域のみにコントラスト強調処理を行い、リアルタイムに枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域に最適なコントラスト強調を行える。

【0007】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図を用いて説明する。

【0008】図1は、本発明に係る超音波画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【0009】超音波画像処理装置は、超音波受信信号（アナログ信号）をA/D変換するA/Dコンバータ1を有しており、A/Dコンバータ1には、A/D変換された1画面分の超音波受信信号（デジタル信号）100を記憶するフレームメモリ2と後述する画素値強調回路3とが接続されている。更に、超音波画像処理装置は、操作部（図示せず）からの入力信号により枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域を抽出するための領域抽出信号101をフレームメモリ2へ入力するフレームメモリ読出し回路4を有しており、フレームメモリ2は、フレームメモリ読出し回路4からの領域抽出信号（アドレス）に従い注目画素を中心とした所定領域のデータXiを出力する。

【0010】そして、フレームメモリ2には、後述する画素値強調回路3とセレクトラ5とが接続されており、セレクトラ5は、フレームメモリ2からの信号又はヒストグラム読出しカウンタ6からの信号を選択するようになっている。更に、セレクトラ5には、枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域のヒストグラムを作成するヒストグラム化回路7が接続されており、ヒストグラム化回路7は、ヒストグラム用RAM8と、インクリメント回路9と、ラッチ10とにより構成されている。

【0011】また、ヒストグラム化回路7には、作成したヒストグラムを平滑化するヒストグラム平滑化回路11が接続されており、ヒストグラム平滑化回路11は、シフトレジスタ12と、前後8個ずつのデータを加算する加算器13と、ラッチ14とにより構成されている。

そして、ヒストグラム平滑化回路11とヒストグラム読出しカウンタ6とは、ヒストグラム平滑化回路11により平滑化したヒストグラムのピーク値Pを検索するピーク値検索回路15が接続されており、ピーク値検索回路15は、前回のピーク値と今回のピーク値とを比較して今回のピーク値が大きい場合のみラッチ信号を出力する比較器16と、ラッチ17、18とにより構成されている。

【0012】更に、ピーク値検索回路15、フレームメモリ2及びA/Dコンバータ1には、枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域のコントラストを強調する画素値強調回路3が接続されており、画素値強調回路3は、枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域の現画像データXiからピーク値検索回路15により検索された前画像データのピーク値Pを減算する減算器19と、減算器19からの出力(Xi-P)にコントラスト強調定数Kを乗じる乗算器20と、乗算器20の出力K(Xi-P)にピーク値Pを加算する加算器21と、A/Dコンバータ1からの信号又は加算器21から出力される信号を選択するセクタ22とにより構成されている。

【0013】なお、ヒストグラムは、図2に示すように、ガウス分布となり、このガウス分布はコントラストを上げるとガウス分布が広がり、コントラストを下げると狭くなるので、この特徴を応用して、図2に示すような現在のヒストグラムの形状を、図3に示すように、ピーク値を中心に広がるように変化させればコントラストを上げられる。すなわち、ヒストグラムの形状をピーク値を中心に広がるような濃淡値表を作成し、画像を再表示させればコントラストを上げられる。図2に示すようなヒストグラムが得られた場合、ピーク値をとる濃淡値をP、現在の各画素の濃淡値をXiとすると、新たな濃淡値Yiは次式により求められる。

$$【0014】 Y_i = K(X_i - P) + P$$

次に、本実施例の作用について説明する。

【0015】超音波診断装置により得られた超音波受信信号(アナログ信号)は、A/Dコンバータ1によりデジタル信号100に変換され、セクタ22を介して図示しない表示装置に表示される。この際、A/Dコンバータ1によりデジタル信号に変換された超音波受信信号100はフレームメモリ2に記憶されている。

【0016】そして、表示装置に表示されている画像のうちで濃淡差の小さい2つの領域をはっきりさせたい場合、オペレータは図示しない操作部により所望の領域を枠で囲む。すると、操作部からの入力信号はフレームメモリ読出し回路4へ入力され、フレームメモリ読出し回路4よりフレームメモリ2へ領域抽出信号101として出力される。それから、フレームメモリ2は領域抽出信号101により指定されるアドレスに従い1画面分のデータから枠に囲まれた注目画素を中心とした所定領域の現画像データXiを画素値強調回路3の減算器19へ出

力し、またセクタ5を介してヒストグラム化回路7へ出力する。

【0017】更に、ヒストグラム化回路7は、枠に囲まれた注目画素を中心とした所定領域の現画像データXiに基づき図2に示すようなヒストグラムを作成する。そして、ヒストグラム化回路7により作成されたヒストグラムは、ヒストグラム平滑化回路11により平滑化される。例えば、前後8個ずつのデータを加算器13により加算することにより平滑化している。

【0018】それから、ヒストグラム化回路7により平滑化されたヒストグラムは、ピーク値検索回路15によりそのピーク値Pを検索される。すなわち、比較器16により前回のピーク値と今回のピーク値とを比較して今回のピーク値が大きい場合のみラッチ信号をラッチ17、18へ出力する。更に、ラッチ18より出力されるピーク値Pは減算器19に入力され、減算器19は、枠に囲まれた注目画素を中心とした所定領域の現画像データXiからピーク値Pを差し引き、差し引いた値Xi-Pを乗算器20へ出力する。

【0019】そして、乗算器20は、減算器19の出力Xi-Pにコントラスト強調定数Kを乗じて加算器21へ出力し、加算器21は、乗算器20の出力K(Xi-P)にピーク値検索回路15の出力Pを加算し、新たな濃淡値Yiを得る。それから、新たな濃淡値Yiにより枠に囲まれた注目画素を中心とした所定領域の画像を表示する。

【0020】例えば、K=2、P=100とした場合、図4に示すように、Xiが100より小さくなればなるほどYiはXiの値より小さくなり、Xiが100より大きくなればなるほどYiはXiの値より大きくなり、コントラストが上げられる。

【0021】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、ヒストグラム作成手段により画素情報における枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域内画素群のヒストグラムを作成し、ヒストグラム作成手段により作成されたヒストグラムのピーク値をピーク値検索手段により検索し、画素値強調手段により予め記憶した濃淡値表により枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域のみにコントラスト強調処理を行うように構成したので、リアルタイムに枠で囲んだ注目画素を中心とした所定領域に最適なコントラスト強調を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明に係るヒストグラム化回路により作成されたヒストグラムを示す図である。

【図3】本発明に係る画素値強調回路によりコントラスト強調処理を行ったヒストグラムを示す図である。

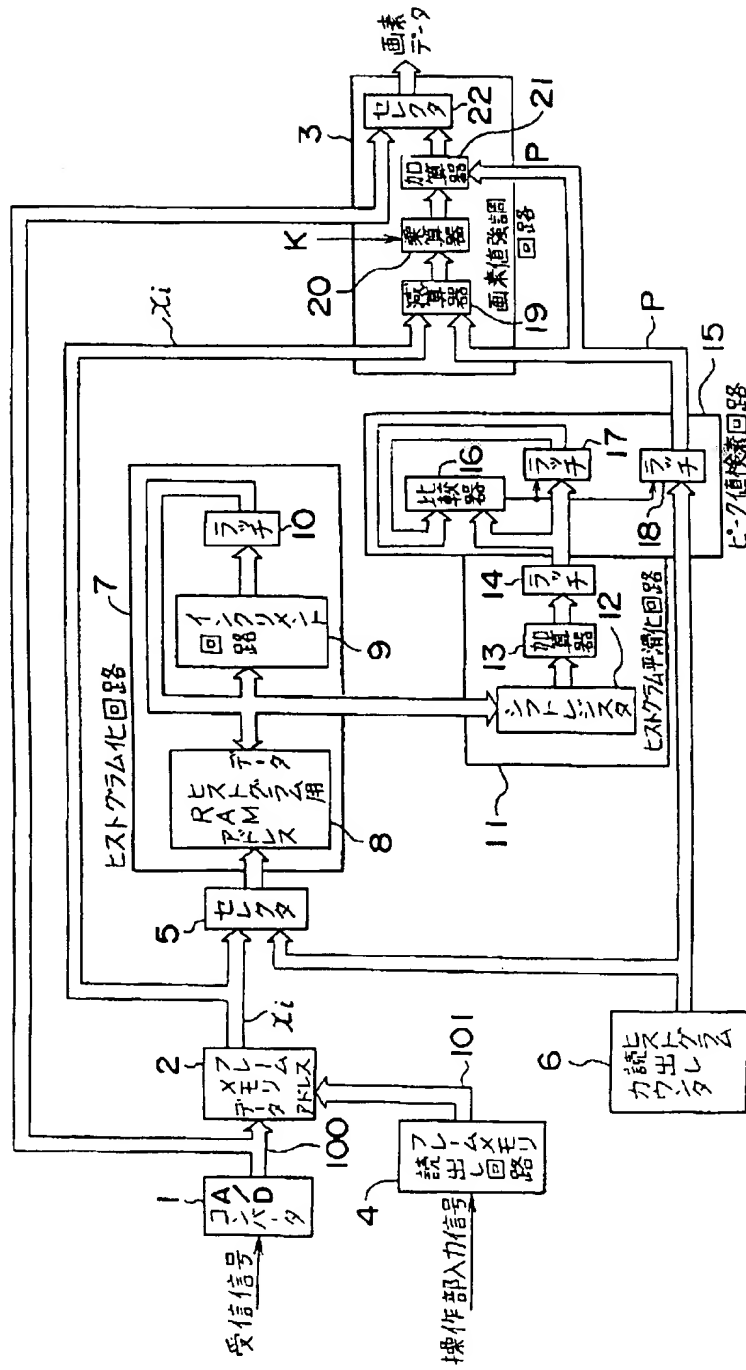
【図4】本発明の動作を説明するための図である。

【符号の説明】

- 3 画素値強調回路
7 ヒストグラム化回路

- 11 ヒストグラム平滑化回路
15 ピーク値検索回路

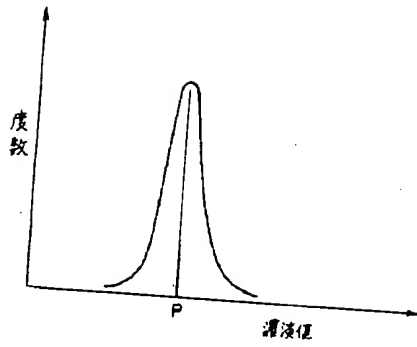
【図1】



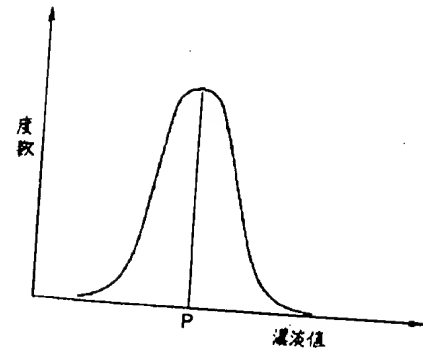
(5)

特開平6-205780

【図2】



【図3】



【図4】

x_i	y_i
...	...
97	94
98	96
99	98
100	100
101	102
102	104
...	...

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the ultrasonic image processing system which can choose the range of the frame which is applied to the ultrasonic image processing system used for an ultrasonic diagnostic equipment, especially surrounds the predetermined field centering on the attention pixel in pixel information.

[0002]

[Description of the Prior Art] Although a bone is displayed white and an internal-organs organ is displayed on gray, and it is clearly displayed since the shade difference is large when the reflection factors of a supersonic wave differ among the obtained ultrasonic images in an ultrasonic diagnostic equipment conventionally like two fields where a shade difference is large, for example, a bone, and an internal-organs organ. For example, there is a function to change allocation of a gray scale bar as contrast adjustment or postprocess processing as a function of liver and the kidney to clarify two fields where a shade difference is small like.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, the function to change contrast adjustment and allocation of a gray scale bar is performed to the whole screen, and there is fault of giving the impression that image quality is hard. Moreover, in order to clarify two fields where level differs and where a shade difference is small in the ultrasonic image which will become remaining as it is once it sets up, and changes every moment, the function to change contrast adjustment and allocation of a gray scale bar had to be reset according to the level, and the time and effort was complicated.

[0004] This invention is made in order to cancel the above technical problems, it searches the degree of the contrast of the field to observe, and aims at offering the ultrasonic image processing system which can always perform contrast strengthening suitable for the field.

[0005]

[Means for Solving the Problem] The ultrasonic image processing system which this invention is made in view of the above-mentioned situation, and is applied to this invention. A histogram creation means to create the histogram of the pixel group in a predetermined field centering on the attention pixel in pixel information. A peak value retrieval means to search the peak value of the histogram created by the histogram creation means. It is characterized by performing contrast stretching only to the predetermined field which was equipped with a pixel value emphasis means by which the gray level table memorized beforehand performs contrast stretching processing only for an attention pixel, surrounded the predetermined field by the frame with the frame selection means, and was surrounded by the frame.

[0006]

[Function] Based on the above-mentioned configuration, the ultrasonic image processing system concerning this invention surround a predetermined field by the frame with a frame selection means, and the histogram of the pixel group in a predetermined field centering on the attention pixel in pixel information is created with a histogram creation means. The peak value of the histogram created by the histogram creation means is searched with a peak value retrieval means. Contrast stretching processing is performed only to the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame by the gray level table beforehand memorized with the pixel value emphasis means, and the optimal contrast stretching for the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame on real time can be performed.

[0007]

[Example] Hereafter, one example of this invention is explained using drawing.

[0008] Drawing 1 is the block diagram showing the configuration of the ultrasonic image processing system concerning this invention.

[0009] The ultrasonic image processing system has A/D converter 1 which carries out A/D conversion of the ultrasonic input signal (analog signal), and the frame memory 2 which memorizes the ultrasonic input signal 100 for one screen by which A/D conversion was carried out (digital signal), and the pixel value intensifier 3 mentioned later are connected to A/D converter 1. Furthermore, the ultrasonic image processing system has the frame memory read-out circuit 4 which inputs into a frame memory 2 the field extract signal 101 for extracting the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame with the input signal from a control unit (not shown), and a frame memory 2 outputs the data Xi of a predetermined field centering on an attention pixel according to the field extract signal (address) from the frame memory read-out circuit 4.

[0010] And the pixel value intensifier 3 and selector 5 which are mentioned later are connected to the frame memory 2, and a

selector 5 chooses the signal from a frame memory 2, or the signal from the histogram read-out counter 6. Furthermore, the histogram-ized circuit 7 which creates the histogram of the predetermined field centering on the attention pixel enclosed with a frame is connected to the selector 5, and the histogram-ized circuit 7 is constituted by RAM8 for histograms, the increment circuit 9, and the latch 10.

[0011] Moreover, the histogram smoothing circuit 11 which graduates the created histogram is connected to the histogram-ized circuit 7, and the histogram smoothing circuit 11 is constituted by the shift register 12, the adder 13 which adds every eight data approximately, and the latch 14. And the histogram smoothing circuit 11 and the peak value retrieval circuit 15 which searches peak value P of the histogram graduated by the histogram smoothing circuit 11 to the histogram read-out counter 6 are connected, and the peak value retrieval circuit 15 is constituted by the comparator 16 which compares the last peak value with this peak value, and outputs a latch signal only when this peak value is large, and latches 17 and 18.

[0012] furthermore, to the peak value retrieval circuit 15, a frame memory 2, and A/D converter 1 The pixel value intensifier 3 which emphasizes the contrast of the predetermined field centering on the attention pixel enclosed with a frame is connected. The pixel value intensifier 3 The subtractor 19 which subtracts peak value P of the front image data searched by the peak value retrieval circuit 15 from the present image data X_i of the predetermined field centering on the attention pixel enclosed with a frame, The multiplier 20 which multiplies an output ($X_i - P$) by the contrast stretching constant K from a subtractor 19, It is constituted by the selector 22 which chooses the signal outputted from the adder 21 which adds peak value P to the output K of a multiplier 20 ($X_i - P$), and the signal or adder 21 from A/D converter 1.

[0013] In addition, since it becomes Gaussian distribution as a histogram is shown in drawing 2, and this Gaussian distribution will become narrow if Gaussian distribution lowers breadth and contrast if contrast is raised, this description is applied, and contrast can be raised, if the configuration of the present histogram as shown in drawing 2 is changed so that it may spread focusing on peak value as shown in drawing 3. That is, a gray level table which spreads the configuration of a histogram focusing on peak value is created, and contrast can be raised if regeneration of the image is carried out. If P and the gray level of each present pixel are set to X_i for the gray level which takes peak value when a histogram as shown in drawing 2 is obtained, the new gray level Y_i will be calculated by the degree type.

[0014] $Y_i = K(X_i - P) + P$, next an operation of this example are explained.

[0015] The ultrasonic input signal (analog signal) obtained by the ultrasonic diagnostic equipment is changed into a digital signal 100 by A/D converter 1, and is displayed on the display which is not illustrated through a selector 22. Under the present circumstances, the ultrasonic input signal 100 changed into the digital signal by A/D converter 1 is memorized by the frame memory 2.

[0016] And when two fields where a shade difference is small want to clarify among the images currently displayed on the display, an operator surrounds a desired field by the frame by the control unit which is not illustrated. Then, the input signal from a control unit is inputted into the frame memory read-out circuit 4, and is outputted to a frame memory 2 as a field extract signal 101 from the frame memory read-out circuit 4. And a frame memory 2 outputs the present image data X_i of the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame from the data for one screen according to the address specified by the field extract signal 101 to the subtractor 19 of the pixel value intensifier 3, and outputs it to the histogram-ized circuit 7 through a selector 5.

[0017] Furthermore, the histogram-ized circuit 7 creates a histogram as shown in drawing 2 based on the present image data X_i of the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame. And the histogram created by the histogram-ized circuit 7 is graduated by the histogram smoothing circuit 11. For example, it has graduated by adding every eight data with an adder 13 approximately.

[0018] And the histogram graduated by the histogram-ized circuit 7 has the peak value P searched by the peak value retrieval circuit 15. That is, a comparator 16 compares the last peak value and this peak value, and only when this peak value is large, a latch signal is outputted to latches 17 and 18. Furthermore, peak value P outputted by latch 18 is inputted into a subtractor 19, and from the present image data X_i of the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame, a subtractor 19 deducts peak value P and outputs deducted value $X_i - P$ to a multiplier 20.

[0019] And a multiplier 20 multiplies output $X_i - P$ of a subtractor 19 by the contrast stretching constant K, and outputs it to an adder 21, and an adder 21 adds the output P of the peak value retrieval circuit 15 to the output K of a multiplier 20 ($X_i - P$), and obtains the new gray level Y_i . And the image of the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame with the new gray level Y_i is displayed.

[0020] For example, the more X_i becomes smaller than 100, it becomes smaller [Y_i] than the value of X_i and X_i becomes larger than 100, it becomes larger [Y_i] than the value of X_i , and, the more contrast is raised [when referred to as $K = 2$ and $P = 100$, as it is shown in drawing 4].

[0021]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, the histogram of the pixel group in a predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame in pixel information with the histogram creation means is created. The peak value of the histogram created by the histogram creation means is searched with a peak value retrieval means. Since it constituted so that contrast stretching processing might be performed only to the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame by the gray level table beforehand memorized with the pixel value emphasis means, the optimal contrast stretching for the predetermined field centering on the attention pixel surrounded by the frame on real time can be performed.

[Translation done.]

THIS PAGE BLANK (USPTO)